

Application number: H04-178104

Date of filing: July 6, 1992

Publication number: H06-20065

Date of publication of application: January 28, 1994

5 Applicant: Hitachi Medical Corporation

Inventor: Goto, Yoshihiro

Title of the Invention: Picture diagnosing apparatus

[Scope of the Claim]

10 [Claim 1]

A picture diagnosing apparatus for generating a three-dimensional picture constituted by a plurality of slice section pictures with shadows attached thereto, characterized in that said picture diagnosing apparatus is operative to generate said shadows each corresponding to an opacity value of a slice section picture.

15 [Detailed Explanation of the Invention]

[0001]

[Industrial Field in which the Invention is Used]

The present invention relates to a picture diagnosing apparatus, and in particular to a picture diagnosing apparatus for generating a three-dimensional picture constituted by a plurality of slice section pictures with shadows attached thereto.

[0002]

[Description of the Prior Art]

A conventional picture diagnosing apparatus of this type is operative to generate a plurality of slice section pictures taken at a predetermined distance spaced apart from one another along, for example, a body axis direction. The conventional picture diagnosing apparatus is then operative to select information on internal organs such as for example a stomach, a liver, a kidney, and the like from among the slice section pictures by, for example, binarizing the slice section pictures, and generate three-dimensional pictures of the stomach, the liver, the kidney, and the like constituted by the slice section pictures thus selected.

[0003]

While generating the three-dimensional pictures of the stomach, the liver, the kidney, and the like constituted by the slice section pictures, the conventional picture diagnosing apparatus is operative to attach shadows to the surfaces of the stomach, the liver, the kidney, and the like through the steps of determining a view point to the three-dimensional pictures, measuring distances to the three-dimensional pictures, and calculating brightness degrees of the three-dimensional pictures in accordance with

the measured distances.

[0004]

[Problems to be Solved by the Invention]

5 The conventional picture diagnosing apparatus thus constructed, however, encounters a drawback that the three-dimensional pictures of the stomach, the liver, the kidney, and the like thus generated are displayed on a screen as if the stomach, the liver, the kidney, and the like are composed of the same tissue or component because of the fact that the shadows are attached to them on the basis of the brightness degrees calculated in accordance with their distances measured from the view point only.

10 [0005]

Observing the three-dimensional pictures thus generated by the conventional picture diagnosing apparatus, the internal organs such as for example the stomach, the liver, the kidney, and the like have been distinguished from one another with their shapes and positions.

15 [0006]

It has been long desired to provide three-dimensional pictures in which the internal organs such as for example the stomach, the liver, the kidney, and the like are explicitly distinguishable with their shadows.

[0007]

20 It is an object of the present invention to provide a picture diagnosing apparatus for generating a three-dimensional picture constituted by a plurality of slice section pictures with shadows respectively corresponding to the internal organs so that the internal organs such as for example the stomach, the liver, the kidney, and the like can be explicitly distinguishable with their shadows.

25 [0008]

[Measures to Solve the Problems]

In order to attain the above-described object, the picture diagnosing apparatus according to the present invention for generating a three-dimensional picture constituted by a plurality of slice section pictures with shadows attached thereto is characterized in that the picture diagnosing apparatus is operative to generate the shadows each corresponding to an opacity value of a slice section picture.

[0009]

[Function]

35 The picture diagnosing apparatus thus constructed is operative to generate the shadows each corresponding to an opacity value of a slice section picture, for example a CT (Computerized Tomography) value.

[0010]

The CT value herein used is intended to mean a relative value representative of an X-ray absorption in the case of an X-ray CT apparatus, and each of the internal organs has a unique CT value.

5 [0011]

This means the fact that the picture diagnosing apparatus according to the present invention, which generate shadows in accordance with the CT values, can generate shadows respectively corresponding to internal organs.

[0012]

10 This leads to the fact that the picture diagnosing apparatus according to the present invention can attach to the internal organs the shadows respectively corresponding thereto.

[0013]

[Embodiment of the present invention]

15 FIG. 1 is a block diagram explaining an embodiment of a picture diagnosing apparatus according to the present invention.

[0014]

The process performed by a microcomputer in an image processing unit of the picture diagnosing apparatus will be described hereinlater with reference to the 20 flowchart shown in FIG. 1. The process comprises the following seven steps.

[0015]

Step S1: A plurality of slice section pictures, i.e., #1, #2, ..., #n are taken at a predetermined distance spaced apart from one another along, for example, a body axis direction in accordance with a predetermined number of the slice section pictures.

25 The slice section pictures, i.e., #1, #2, ..., #n are stored in respective memories with their brightness degree information having CT values.

[0016]

The CT value herein used is represented by: $1000 \times (\text{X-ray absorption of a tissue} - \text{X-ray absorption of water}) \times (\text{X-ray absorption of water})$ in the case of an 30 X-ray CT apparatus.

[0017]

Incidentally, each of the slice section pictures thus obtained is applicable to an X-ray CT apparatus, a magnetic resonance imaging apparatus, or the like.

[0018]

35 Step S2: Brightness degrees are readout from the slice section pictures #1, #2, ..., #n and the brightness degrees thus readout are then binarized through a comparator. Binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n respectively corresponding

to the slice section pictures #1, #2, ..., #n are then obtained. Each of the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n thus obtained has the value of "1" under the condition that the portion of each of the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n is associated with an internal organ. Each of the binarized extracted pictures \$1, \$2, ...,

- 5 \$n thus obtained has the value of "0" under the condition that the portion of each of the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n is not associated with an internal organ.
[0019]

Step S3: A three-dimensional picture to be displayed on a screen is generated on the basis of the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n, and shadows are
10 attached to the three-dimensional picture by means of a so-called depth shading process.
[0020]

The depth shading process has been conventionally and publicly practiced. In the present embodiment, the shadows thus attached will be converted, which will
15 be described later.

[0021]

Step S4: Brightness degrees are readout from the slice section pictures #1, #2, ..., #n. The portions of the binarized extracted pictures respectively having the value of "1" as well as the same address information are selected (this means that
20 brightness degrees of the slice section pictures constituting the internal organs such as for example a stomach, a liver, a kidney, and the like are selected), and sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n respectively corresponding to the slice section pictures #1, #2, ..., #n are then obtained. The step S4 is performed simultaneously with the step S2.

[0022]

As will be seen from the drawings, the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n respectively correspond to the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n and have brightness degree information having CT values indicative of the internal organ information.

[0023]

Step S5: A picture to be displayed on a screen is generated on the basis of the brightness degree information of the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n. The step S5 is performed simultaneously with the step S3.

[0024]

35 The picture generated in the step S5 is similar to the three-dimensional picture generated in the step S5 in the view point. This means that the three-dimensional picture generated in the step S3 is a two-dimensional picture seen

from a view point while, on the other hand the picture generated in the step S5 is generated on the basis of the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n respectively corresponding to the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n, which have the same address information of the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n.

5 [0025]

Here, the brightness degree information obtained from the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n is converted in accordance with the following mathematical expression (1) before the picture is generated.

[0026]

10
$$L = A + B \cdot |\cos i| \delta^1 + C \cdot |\cos e| \delta^2 + D \cdot L_0 \quad \dots \quad (1)$$

A, B, C, and D are constant values, and L_0 is a brightness degree of a back object when the object is transparent.

[0027]

15 The meaning of the mathematical expression (1) will be described hereinlater with reference to FIG. 2.

[0028]

In FIG. 2, it is assumed that a light 31 is projected on CT pictures corresponding to the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n to form a picture on a view point plane 34. The above-described mathematical expression (1) is applied 20 under the assumption that an incident angle of the light 31 to a point P on the CT picture should be "i", and an angle of a line passing through the point P and a point P' corresponding to the point P on the view point plane 34 in relation to the reflection angle of the point P should be "e".

[0029]

25 Wherein δ^1 and δ^2 are calculated on the basis of the brightness information (CT) obtained from the sectioned extracted pictures &1, &2, ..., &n and the binarized extracted pictures \$1, \$2, ..., \$n.

[0030]

FIG. 3 shows a map used to calculate δ^1 and δ^2 on the basis of the 30 aforementioned brightness information (CT). δ^1 characteristic is illustrated with a full line and δ^2 characteristic is illustrated with a dotted line in FIG. 3. This means that the value of δ^1 is obtained with reference to a left vertical axis and the value of δ^2 is obtained with reference to a right vertical axis in response to the same CT value.

35 [0031]

As will be understood from the foregoing description, the brightness degree

can be calculated on the basis of the CT value in accordance with the aforementioned mathematical expression (1).

[0032]

The δ^1 characteristic and the δ^2 characteristic shown in FIG. 3 can be
5 respectively obtained from an empirical rule.

[0033]

As will be understood from the foregoing description, the shadows generated in the step S5 have CT values. Therefore, the shadow attached to the surface of, for example, the stomach is different from the one attached to the surface of, for example, the liver, thereby making it possible for an operator to distinguish the stomach from the liver. Furthermore, the shadow appropriate to, for example, the stomach, the liver, or the like may be generated by adjusting the δ^1 and δ^2 characteristics.
10

[0034]

Step S6: the shadows generated and attached to three-dimensional picture in
15 step S3 are converted into the shadows generated in the step S5. The operation of converting the shadows can be easily performed because of the fact that the same internal organ has the same address information in the respective memories.

[0035]

Step S7: A unique shadow is attached to each of the internal organs in a manner that, for example, the stomach and the liver have respective unique shadows, thereby making it possible for an operator to distinguish the stomach from the liver at a glance.
20

[0036]

Furthermore, the three-dimensional picture information stored in the
25 memories can be later outputted to an exterior device such as for example CRT.

[0037]

As described in the above, the present embodiment of the picture diagnosing apparatus is operative to attach shadows to the three-dimensional picture in consideration of the CT values of the slice section pictures #1, #2, ..., #n.

30 [0038]

The CT values are, for example, relative values representative of X-ray absorptions in the case of an X-ray CT apparatus, and each of the internal organs has a unique CT value. This means that the present embodiment of the picture diagnosing apparatus can attach to the internal organs the shadows respectively corresponding to the internal organs.
35

[0039]

This leads to the fact that the present embodiment of the picture diagnosing

apparatus can attach to the internal organs the shadows in a manner that the internal organs such as for example the stomach, the liver, the kidney, and the like can be explicitly distinguishable with their shadows.

[0040]

- 5 While it has been described in the present embodiment that a conventional shadow is generated in the step S3 and the conventional shadow is converted into a novel shadow in the step S6, it is needless to mention that the novel shadow may be directly attached to the picture without converting the conventional shadow. The present invention may be applied to, for example, the picture shown in FIG. 4, 10 through the steps of extracting planes having the same brightness degree from the picture, and attaching to the planes the shadows respectively corresponding to the brightness degree of the planes.

[0041]

- 15 According to the present invention, the shadows may be attached to the pictures at any time as long as the shadow is generated in consideration of the brightness values of the slice section pictures.

[Effect of the Invention]

- 20 From the foregoing description, it is to be understood that the picture diagnosing apparatus according to the present invention can attach to the internal organs the shadows in a manner that the internal organs can be explicitly distinguishable with one another.

[Brief Description of the Drawings]

FIG. 1 is a flowchart explaining a process performed by an embodiment of a picture diagnosing apparatus according to the present invention.

- 25 FIG. 2 is a diagram explaining a mathematical expression applied to an embodiment of the picture diagnosing apparatus according to the present invention.

FIG. 3 is a map used to apply CT information to the mathematical expression shown in FIG. 2.

[Description of Notations]

- 30 #1, #2, ..., #n Slice section pictures
\$1, \$2, ..., \$n Binarized extracted pictures
&1, &2, ..., &n Sectioned extracted pictures

[Abstract]

- PURPOSE: To clearly distinguish each internal organ by allowing the processing of 35 shadow to include information corresponding to the density value of each slice section picture information

CONSTITUTION: Brightness degree information is successively read out from slice

- section pictures #1 to #n and are binarized to obtain binarized and extracted pictures \$1 to \$n (S2), and a three-dimensional picture is constituted by operation and shadow is added (S3). Brightness degree information is read out from the slice section pictures #1 to #n, and at this time, information of the same addresses as information
- 5 indicating parts of internal organs in binarized and extracted pictures \$1 to \$n, namely, only brightness degree (including CT values) information constituting internal organs such as for example a stomach and a liver are extracted to obtain sectioned and extracted pictures &1 to &n (S4). A picture is constituted by brightness degree information selected from respective brightness degree information of sectioned and
 - 10 extracted pictures &1 to &n (S5). The shadow formed in this case includes CT values, and shadows added to surfaces of the stomach and the liver are different from each other, and consequently, they are explicitly distinguishable.

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number :

06-020065

(43)Date of publication of application : 28.01.1994

(51)Int.Cl.

G06F 15/72

A61B 6/03

G06F 15/42

G06F 15/62

(21)Application number : 04-178104

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 06.07.1992

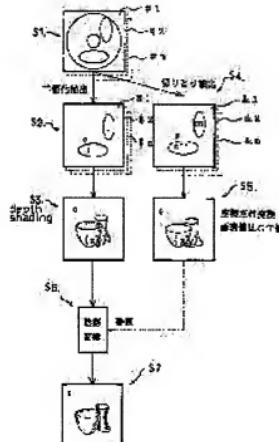
(72)Inventor : GOTO YOSHIHIRO

(54) PICTURE DIAGNOSING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To clearly distinguish each internal organ by allowing the processing of shadow to include information corresponding to the density value of each slice section picture information.

CONSTITUTION: Luminance information are successively read out from slice section pictures #1 to #n and are binarized to obtain binarized and extracted pictures \$1 to W (\$2), and a three-dimensional picture is constituted by operation and shadow is added (S3). Luminance information are read out from slice section pictures #1 to #n, and at this time, information of the same addresses as information indicating parts of internal organs in binarized and extracted pictures \$1 to W, namely, only luminance (including CT values) information constituting internal organs like a stomach and a liver are extracted to obtain cut-out and extracted pictures &1 to &n (S4). A picture is constituted by luminance information selected from respective luminance information of cut-out and extracted pictures &1 to &n (S5). The shadow formed in this case includes CT values, and shadows added to surfaces of the stomach and the liver are different from each other, and consequently, they are clearly distinguished.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 06.07.1999

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 30.10.2001

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C) 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願番号

特開平6-20065

(43)公開日 平成6年(1994)1月28日

(51)Int.Cl*

G 0 6 F 15/72
A 6 1 B 6/03
G 0 6 F 15/42
15/62

識別記号 庁内整理番号
4 5 0 K 9192-5L
3 6 0 G 9163-4C
X 7218-5L
3 9 0 B 9287-5L

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数1(全 5 頁)

(21)出願番号

特願平4-178104

(22)出願日

平成4年(1992)7月6日

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 後藤 良洋

千葉県柏市新十余二2番1号 株式会社日

立メディコ技術研究所内

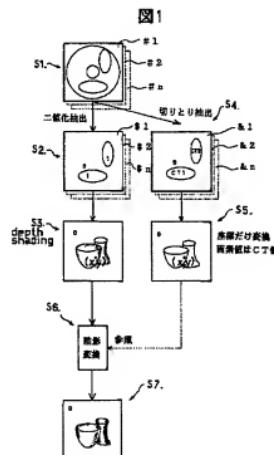
(74)代理人 弁理士 秋田 収喜

(54)【発明の名称】 画像診断装置

(57)【要約】

【目的】 それぞれの臓器を明確に区別できるように陰影を施す。

【構成】 複数のスライス断面画像情報から三次元画像を構成し、その際に陰影を施すようにする画像診断装置において、前記陰影の処理に前記各スライス断面画像情報の濃度値に対応する情報を含ませる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】複数のスライス断面画像情報から三次元画像を構成し、その際に陰影を施すようにする画像診断装置において、前記陰影の処理に前記各スライス断面画像情報の濃度値に対応する情報を含ませるようにしたことを特徴とする画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、画像診断装置に係り、特に、複数のスライス断面画像情報から三次元画像を構成し、その際に陰影を施すようにする画像診断装置に関する。

【0002】

【從来の技術】この種の画像診断装置においては、まず、被検体の例えれば体軸方向に等間隔に沿った複数のスライス断面画像を構成する。次に、このスライス断面画像情報から例えれば胃、肝臓、腎臓等の臓器情報をたとえば二値化抽出により抽出し、このように抽出された二値化情報から前記胃、肝臓、腎臓等の三次元画像を構成するようしている。

【0003】そして、この三次元画像の構成の際に、前記胃、肝臓、腎臓等の表面に陰影を施す処理が同時になされ、この陰影処理は、主として、前記三次元画像に対する視点を定め、この視点までの距離を計測し、その計測した距離に対応した輝度を定めることにより行なわれていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、このように構成された画像診断装置は、主として視点までの距離の情報に基づく陰影処理を行なっていたため、胃、肝臓、腎臓等のそれそれの主要表面の材質あるいは組織の違いが表れず、それぞれの胃、肝臓、腎臓等が全て同じ材質あるいは組織であるかのように表示されていた。

【0005】このため、臓器の形あるいは位置に基づいてのみ、これは胃あるいは肝臓であるというような判断をしていた。

【0006】のことから、陰影処理においても胃は胃らしく、また肝臓は肝臓らしく施すようにし、これにより、胃、肝臓、腎臓等を明確に区別できることが要望されていた。

【0007】それ故、本発明はこのような事情に基づいてなされたものであり、その目的とするところのものは、それぞれの臓器を明確に区別できるように陰影を施すことのできる画像診断装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】このような目的を達成するために、本発明は、基本的には、複数のスライス断面画像情報から三次元画像を構成し、その際に陰影を施すようにする画像診断装置において、前記陰影の処理に前記各スライス断面画像情報の濃度値に対応する情報を含

ませるようにしたことを特徴とするものである。

【0009】

【作用】このように構成した画像診断装置は、特に、各スライス断面画像情報の濃度値、たとえばCT値を対応する情報を加味して陰影処理を行なうようにしたものである。

【0010】ここで、CT値は、たとえばX線CT装置の場合にはX線吸収の相対値であり、臓器の種類により異なる値をとるものである。

【0011】このため、陰影を施す際にこのCT値を加味することにより、臓器の種類に応じた陰影を施すことができるようになる。

【0012】したがって、それぞれの臓器を明確に区別できるように陰影を施すことができるようになる。

【0013】

【実施例】図1は、本発明による画像診断装置の一実施例を示す説明図である。

【0014】同図は、画像診断装置に備えられる画像処理装置内でマイクロコンピュータにより処理されるステップ図であり、次の7段階のステップからなっているものである。

【0015】ステップ(S)1.たとえば被検体の体軸方向に沿って等間隔にスライスして得られるスライス断面画像#1、#2、…、#nの情報がスライス数に応じて用意されている。そして、これら各スライス断面画像#1、#2、…、#nの情報はそれぞれ各メモリにCT値を含んだ輝度情報として格納されたものとなっている。

【0016】ここで、CT値は、X線CT装置で得られた断面画像の場合、 $1000 \times (\text{組織のX線吸収係数} - \text{水のX線吸収係数}) / (\text{水のX線吸収係数})$ で表せるものである。

【0017】なお、この各スライス断面画像の情報は、X線CT装置あるいは磁気共鳴イメージング装置等によって得られるものに適用できる。

【0018】ステップ(S)2.スライス断面画像#1、#2、…、#nから順次輝度情報を読みだし、その輝度情報をコンパレータを介して二値化する。そして、その二値化した情報をそれぞれ前記スライス断面画像#1、#2、…、#nに対応させた二値化抽出画像\$1、\$2、…、\$nとして得る。この二値化抽出画像\$1、\$2、…、\$nは臓器の部分が“1”情報として、またそれ以外の部分が“0”情報として構成される画像となっている。

【0019】ステップ(S)3.二値化抽出画像\$1、\$2、…、\$nの二値化情報から演算によって、三次元画像を構成するとともに、いわゆるディブス・シェーディングによって、該三次元画像に陰影が付加される。

【0020】このディブス・シェーディングによる陰影は従来から行なわれている処理であり、この従来の陰影

は、後述するように、本実施例で特に形成される陰影に変換されるようになっている。

【0021】ステップ(S)4_ステップ2. とほぼ同時にに行なわれ、前記スライス断面画像#1、#2、…、#nから順次輝度情報を読みだし、その読みだしの際に、前記二値化抽出画像\$1、\$2、…、\$nの“1”情報におけるアドレスと同一アドレスの情報、すなわち、胃、肝臓等の臓器を構成する輝度(CT値を含む)情報をみを抽出して切取抽出画像&1、&2、…、&nを得る。

【0022】図から明らかなように、この切取抽出画像&1、&2、…、&nは、それぞれ二値化抽出画像\$1、\$2、…、\$nに対応するもので、臓器の情報はCT値を含む輝度情報からなっている。

【0023】ステップ(S)5_ステップ3. とほぼ同時にに行なわれ、各切取抽出画像&1、&2、…、&nの

$$L = A + B \cdot |\cos \theta| + \delta^1 + C \cdot |\cos \theta| \cdot \delta^2 + D \cdot L_0 \quad \dots (1)$$

ここで、A、B、C、Dはそれぞれ定数で、 L_0 は物体の透明な時の後方物体の輝度である。

【0027】さらに、上記(1)式の数式的意味について図2を用いて説明する。

【0028】同図は、切取抽出画像\$1、\$2、…、\$nに相当するCT画像に光線31を照射し、視点面34に画像を形成する場合を想定した場合、前記CT画像のP点に対する前記光線31の入射角を θ とし、前記P点の反射光に対する前記視点面34における相当箇所P'までの角度を ϕ として前記(1)式を適用する。

【0029】そして、上記(1)式には、 δ^1 、 δ^2 の項が含まれおり、この δ^1 、 δ^2 の項は、前記切取抽出画像&1、&2、…、&nから選択される輝度(CT)情報に基づいて求めるようになっている。

【0030】図3は、前記輝度(CT)情報に基づいて δ^1 、 δ^2 を求めるマップを示すものであり、図中、点線は δ^1 特性を、実線は δ^2 特性を示している。したがって、一のCT値に対して、そのCT値の δ^1 の値が左側縦軸から、また δ^2 の値が右側縦軸から特定できることになる。

【0031】このため、上記(1)式はCT値に依存した輝度値を求める式になる。

【0032】なお、図3の δ^1 特性および δ^2 特性は、それぞれ経験則に基づいて定められるものである。

【0033】このようなことから、ステップ5.において形成される陰影は、CT値の情報を含んだものあり、たとえば、胃の表面に施された陰影と肝臓の表面に施される陰影にはそれぞれ相違が生じ、したがって、それぞれの臓器を明確に区別できるようになる。そして、前記図3における δ^1 特性および δ^2 特性の設定の仕方によつては、イメージ的にたとえば胃らしい陰影、あるいは肝臓らしい陰影を表現させることができるようになる。

各輝度情報から選択された輝度情報によって画像を構成する。

【0024】このように構成された画像は、ステップ3.で得られた三次元画像を同一視点から観た画像と同一になっている。すなわち、ステップ3における三次元画像がある視点から観た二次元画像である場合、該二次元画像を構成する二値化抽出画像\$1、\$2、…、\$nにおける画素と同一のアドレスの輝度情報を切取抽出画像&1、&2、…、&nから選択するようになっている。

【0025】そして、この際ににおいて、前記切取抽出画像&1、&2、…、&nから選択される輝度情報は、次式(1)によって新たな輝度に変換されて画像が構成されるようになっている。

【0026】

$$L = A + B \cdot |\cos \theta| + \delta^1 + C \cdot |\cos \theta| \cdot \delta^2 + D \cdot L_0 \quad \dots (1)$$

【0034】ステップ(S)6、ステップ3.にて構成した三次元画像の陰影をステップ5.にて構成した陰影に変換する。この場合、それぞれのメモリの同一アドレスには臓器の同一箇所の情報が格納されていることから、容易に変換ができる。

【0035】ステップ(S)7. これによって、それぞれの臓器には新たな陰影が施されることになり、たとえば胃の場合には一目で胃と判断するような陰影が施されるようになり、肝臓の場合には一目で肝臓と判断するような陰影が施されるようになる。

【0036】なお、その後においては、このようにメモリに格納された三次元像情報をたとえばCRT等に出力させるようになっている。

【0037】以上示した実施例によれば、特に、各スライス断面画像#1、#2、…、#nにおける情報のCT値を加味して陰影処理を行なうようにしたものである。

【0038】CT値は、たとえばX線CT装置の場合にはX線吸収の相対値であり、臓器の種類により異なった値をとることから、陰影を施す際にこのCT値を加味することにより、臓器の種類に応じた陰影を施すことができるようになる。

【0039】したがって、それぞれの臓器を明確に区別できるように陰影を施すことができるようになる。

【0040】上述した実施例では、ステップ3.にて、従来通りの陰影を施し、ステップ6.にて新たに形成した陰影に変換しているものであるが、必ずしもこれに限定する必要はない。前記の従来通りの陰影を施すことなく新たに形成した陰影を付加するようにしてもよいことはいうまでもない。すなわち、図2における原画像を用い、その等濃度面に対して本発明を適用してもよい。

【0041】要は、陰影の処理において、各スライス断面画像情報の濃度値に対応する情報を加味せざるようすればよい。

【0042】

【発明の効果】以上説明したことから明らかなように、本発明による画像診断装置によれば、抽出された臓器の三次元画像の陰影処理において、それぞれの臓器を明確に区別できるように陰影を施すことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による画像診断装置の一実施例を示す説明図である。

【図2】本発明による画像診断装置の一実施例に適用さ

れる数式の意味を示すための説明図である。

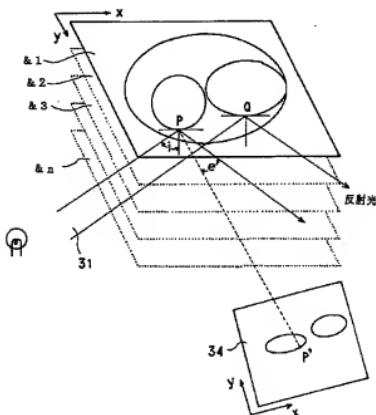
【図3】本発明による画像診断装置の一実施例に適用される数式にCT値情報を加味する際に必要となるマップの説明図である。

【符号の説明】

# 1、# 2、…、# n	スライス断面画像
\$ 1、\$ 2、…、\$ n	二値化抽出画像
& 1、& 2、…、& n	切取抽出画像

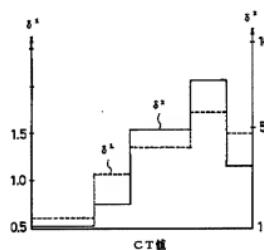
【図2】

図2



【図3】

図3



【図1】

図1

